

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

27.07.2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 Date of Application: 2003年 6月 23日

REC'D 16 SEP 2004

出願番号 Application Number: 特願 2003-178103

WIPO PCT

[ST. 10/C]: [JP 2003-178103]

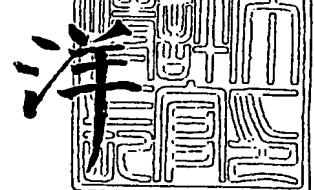
出願人 Applicant(s): 松下電器産業株式会社

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 9月 2日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小川



【書類名】 特許願
【整理番号】 2370050096
【提出日】 平成15年 6月23日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 H04R 17/00
【発明者】
【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
【氏名】 植田 茂樹
【発明者】
【住所又は居所】 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
【氏名】 萩野 弘之
【特許出願人】
【識別番号】 000005821
【氏名又は名称】 松下電器産業株式会社
【代理人】
【識別番号】 100105647
【弁理士】
【氏名又は名称】 小栗 昌平
【電話番号】 03-5561-3990
【選任した代理人】
【識別番号】 100105474
【弁理士】
【氏名又は名称】 本多 弘徳
【電話番号】 03-5561-3990

【選任した代理人】

【識別番号】 100108589

【弁理士】

【氏名又は名称】 市川 利光

【電話番号】 03-5561-3990

【選任した代理人】

【識別番号】 100115107

【弁理士】

【氏名又は名称】 高松 猛

【電話番号】 03-5561-3990

【選任した代理人】

【識別番号】 100090343

【弁理士】

【氏名又は名称】 栗宇 百合子

【電話番号】 03-5561-3990

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 092740

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0002926

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 ベッドパッドおよびこれを用いたベッド

【特許請求の範囲】

【請求項1】 低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された感圧センサとから成ることを特徴とするベッドパッド。

【請求項2】 低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された通常のウレタン製クッション層と、該クッション層の下面に敷設された感圧センサとから成ることを特徴とするベッドパッド。

【請求項3】 前記感圧センサは可撓性を有したコード状の圧電センサから成ることを特徴とする請求項1または2記載のベッドパッド。

【請求項4】 表面に凹凸の形成された剛性板と、該剛性板の上に載置された請求項1～3のいずれか1項記載のベッドパッドから成ることを特徴とするベッド要素。

【請求項5】 ベッドフレームと、該ベッドフレームの上に傾斜可能に取りつけられた可動板と、該可動板の上に載置された請求項4記載のベッド要素とから成ることを特徴とするベッド。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、ベッドパッドに関するもので、特にクッション層の下面に敷設された感圧センサによって人体からの心拍や呼吸の動きを検知することのできるベッドパッドに関する。

【0002】

【従来の技術】

カーシートのウレタン部の下にセンサを配置するものは本出願人に係る先の出願によって公知である（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

【特許文献1】

特開平8-282358号公報

【0004】

図7は特許文献1記載の座席の構成図を示している。

図において、70は座席、71は振動検出手段、72は表布、73はウレタンフォーム、74はシートスプリング、75はシートフレームである。振動検出手段71は、座席70の人体との接触面から表布72、ウレタンフォーム73を介して一定距離r以上離れた座席70を構成するシートスプリング74上に固定されている。ここで、rは、座席70に着座した人体に振動検出手段71の存在が人体に感じられなくなる距離で、振動検出手段71の外郭の硬度が高いほど、ウレタンフォーム73が柔らかいほど長くなる。

このように、ウレタン製の座席の表面から一定距離以上離れた部分に振動検出手段を固定し、振動検出手段の出力を処理して、その出力により座席上の人との有無を判定するというもので、振動検出手段が人体との触面から離れて設置されているため、振動検出手段が剛体で構成されても着座感に対する影響が少なくてできる、というものである。

【0005】

ところが、上記引用文献1記載の発明はカーシートに関するものであり、カーシートの場合、臀部から上体全部の体重が狭い臀部に集中するので振動検出手段をウレタン座席の下面に設けていても検出できるのであるが、この技術思想をそのままベッドに応用して見たところ、次のような問題点があることが判った。

図2は振動検出手段（圧電センサ）をベッドに用いた各種の実験例で、(a)は実験例1、(b)は実験例2、(c)が実験例3である。

図2(b)において、22はウレタン層から成るベッド、23はウレタン層ベッド22の下方に敷設された圧電センサで、ここでは特にコード状圧電センサ（後述）を用いている。Pはベッドに横臥している人体である。

コード状圧電センサ23が下部に敷設されたウレタン層ベッド22の上に人が横臥した状態で、コード状圧電センサ23に得られる信号（人体の心臓から発せられる心拍）を検出して見たところ、コード状圧電センサ23が検出した検出値は微かな値でしかなかった。

【0006】

その理由は、ウレタン層ベッドの上に横臥すると、人体Pの背面側で凸部となっている部分、すなわち頭部P1と肩甲骨部P2と臀部P3と踵P4の部分が特にベッドパッドに強く当たるので深く沈みその他の部位はそれほど沈まないため、これら4点からの心拍振動だけが震動源となって下方に伝達されることとなり、その結果コード状圧電センサ23といえども十分な信号として検出できなかつたのではないかと本出願人は考えた。

そこで、増幅度を大きく上げたところ、逆に他のノイズ（外を通る自動車による振動、ベッドの近くを通る人の振動等）を多く拾ってしまい、カーシートでは実用化されていても、図2（b）のベッドには実用的でないことが判った。

【0007】

図2（c）は（b）の欠点をカバーするものとして本出願人が考えた実験例で、ウレタンベッド22の上にコード状圧電センサ23を敷設したものである。このようなベッドの上に横臥すると、センサは頭部P1と肩甲骨部P2と臀部P3と踵P4の部分からの心拍振動ばかりか、他の部位である首部、腰部、大腿部、脇ら脛部などからの心拍振動をも確実に検出することができた。

ただ、直径数ミリのセンサケーブルの多数回曲折配置されたもの上に横臥することになるので、寝心地が悪く、これも実用化に問題があった。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、このような問題を解決するためになされたもので、心拍振動を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドパッドを提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明に係る請求項1記載の心拍検知可能なベッドパッドの発明は、低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された感圧センサとから成ることを特徴とする。

このように構成することにより、心拍振動等を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドパッドが得られる。

請求項2記載の心拍検知可能なベッドパッドの発明は、低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された通常のウレタン製クッション層と、該クッション層の下面に敷設された感圧センサとから成ることを特徴とする。

このように構成することにより、心拍振動等を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドパッドが低コストで得られる。

請求項3記載の発明は、請求項1または2記載のベッドパッドにおいて、前記感圧センサが可携性を有したコード状の圧電センサから成ることを特徴とする。

このようにすることにより、心拍振動等をさらに確実に検出ができるようになる。

請求項4記載のベッド要素の発明は、表面に凹凸の形成された剛性板と、該剛性板の上に載置された請求項1～3のいずれか1項記載のベッドパッドから成ることを特徴とする。

このように構成することにより、心拍振動等をさらに確実に検出ができるようになる。

請求項5記載のベッドの発明は、ベッドフレームと、該ベッドフレームの上に傾斜可能に取りつけられた可動板と、該可動板の上に載置された請求項4記載のベッド要素とから成ることを特徴とする。

このように構成することにより、心拍振動を確実に検出ができると共に、寝心地も良い介護用のベッドが得られる。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る心拍検知可能なベッド等について図面を参照して詳細に説明する。

まず、ここで使用するコード状圧電センサについて簡単に説明しておく。

コード状圧電センサは、本出願人によって実用的に開発されたピエゾ素子材料を用いたケーブル状のセンサで、その構成を図4に示す。

図において、60がコード状圧電センサで、これは軸方向中心に芯線（中心電極）61と、この中心電極61の周囲にピエゾ素子材料62を被覆し、さらにピエゾ素子材料62の周囲に外側電極63を配設し、最外周をPVC（塩化ビニル

樹脂) 64で被覆して成るものである。

【0011】

コード状圧電センサ60は、使用温度が120℃まで可能な出願人独自開発の耐熱性を有する樹脂系材料をピエゾ素子材料62に用いており、従来の代表的な高分子ピエゾ素子材料（一軸延伸ポリ弗化ビニリデン）やピエゾ素子材料（クロロプロレンと圧電セラミック粉末のピエゾ素子材料）の最高使用温度である90℃より高い温度域(120℃以下)で使用できる。そして、ピエゾ素子材料62がフレキシブル性を有する樹脂と圧電性セラミックから構成され、また、コイル状金属中心電極及びフィルム状外側電極から成るフレキシブル電極を用いて構成しており、通常のビニールコード並みのフレキシブル性を有している。

【0012】

さらに、コード状圧電センサ60は高分子ピエゾ素子材料並みの高感度であり、人体の挿み込みを検出するような低周波数領域(10Hz以下)では、高分子ピエゾ素子材料並みの高感度を有している。それは本ピエゾ素子材料62の比誘電率(約55)が高分子ピエゾ素子材料(約10)よりも大きいので、低周波数領域(10Hz以下)でも感度の低下が小さいからである。

【0013】

ピエゾ素子材料62は、樹脂系材料と10μm以下の圧電性セラミック粉末の複合体から構成され、振動検出特性はセラミックにより、またフレキシブル性は樹脂によりそれぞれ実現している。本ピエゾ素子材料62は樹脂系材料として塩素系ポリエチレンを用い、高耐熱性(120℃)と容易に形成できる柔軟性を実現すると共に架橋する必要のない簡素な製造工程を可能とするものである。

【0014】

このようにして得られたコード状圧電センサ60はピエゾ素子材料62を成形したままでは、圧電性能を有しないので、ピエゾ素子材料62に数kV/mmの直流高電圧を印加することにより、ピエゾ素子材料62に圧電性能を付与する処理(分極処理)を行うことが必要である。この分極処理はピエゾ素子材料62に中心電極61と外側電極63を形成した後、両電極に直流高電圧を印加することにより行われる。ピエゾ素子材料62にクラックなどの微少な欠陥が内在する場

合、その欠陥部で放電して両電極間が短絡し易くなるので、充分な分極電圧が印加できなくなるが、本発明では一定長さのピエゾ素子材料62に密着できる補助電極を用いた独自の分極工程を確立することにより、欠陥を検出・回避して分極を安定化でき、これにより数10m以上の長尺化も可能になる。

【0015】

また、コード状圧電センサにおいては、中心電極61にコイル状金属中心電極を、外側電極63にフィルム状電極（アルミニウム-ポリエチレンテレフタレート-アルミニウムの三層ラミネートフィルム）を用い、これによりピエゾ素子材料62と電極の密着性を確保すると共に、外部リード線の接続が容易にでき、フレキシブルなケーブル状実装構成が可能になる。

中心電極61は銅-銀合金コイル、外側電極63はアルミニウム-ポリエチレンテレフタレート-アルミニウムから成る三層ラミネートフィルム、ピエゾ素子材料62はポリエチレン系樹脂+圧電性セラミック粉末、外皮は熱可塑性プラスチック、これにより、比誘電率は55、電荷発生量は10-13C（クーロン）/gf、最高使用温度は120°Cとなる。

【0016】

図5はこのコード状圧電センサ60に加わる荷重とセンサ出力特性を示す線図である。出願人がコード状圧電センサ60の荷重とセンサ出力の関係を実験した結果、コード状圧電センサ60に(a)のような曲げ荷重を加えたとき、センサ出力が(b)のような現象になる。

- (1) すなわち、時刻t0ではコード状圧電センサ60に荷重が加わっていないときは、センサ出力は2(V)を示している。
- (2) 時刻t1でコード状圧電センサ60に一定方向に曲げ荷重を加えると、加わった瞬間からセンサ出力は4(V)に増加したあと直ぐに反転して0(V)になり、その後再び2(V)に戻る。
- (3) そのあと、曲げたままに置いていてもセンサ出力は2(V)を示したままである。
- (4) 時刻t3でコード状圧電センサ60を元の状態に戻すと、その瞬間からセンサ出力は0.8(V)に減少したあと、直ぐに反転して2.2(V)になり、

その後再び2 (V) に戻る。

このように、このコード状圧電センサは加速度に反応した出力を生じるため、力の加わった瞬間にのみ信号が出力され、その後、力が加えられづけていても変動が無い限り、すなわち加速度がないともはや出力は出さない。同じく、力を除去したときもその瞬間にだけ出力が出るという特性を備えている。したがって、このコード状圧電センサをベッド下部に波状に曲折敷設しても、曲折した瞬間にはON状態になるものの、敷設完了後は出力は出さなくなる。そして、その後は、コード状圧電センサのどこか1部に力が加わったときにのみ出力出すこととなる。

【0017】

図2 (a) は (b) と (c) の従来装置の欠点をカバーするものとして本出願人がさらに考えた実験例である。

図において、21は低反発性ウレタン層から成るベッド、23はその下方に敷設されたコード状圧電センサ、Pはベッドに横臥している人である。

これによれば、コード状圧電センサ23がベッドに横臥している人Pから遠く離れているにもかかわらず、心拍振動を確実に検出することができた。

その理由は、低反発性ウレタン層21を用いているために人体の背面側が頭から首、肩、背、腰、臀部、太股、ふくらはぎ、踵のすべての部位が均一に沈むので、図のように心拍振動が全体からコード状圧電センサに伝わるようになるためではないかと判断している。

【0018】

図1は図2 (a) の実験結果を基に考出した本発明に係るベッドの分解斜視図である。

図において、10は本発明に係るベッドパッドで、低反発性ウレタン層11とその下の通常のウレタン層12とから構成されている。低反発性ウレタン層11の厚みはベッドパッド10の全体の厚みの1/2以下としてある。

20はコード状圧電センサ敷設シートで、敷布のような布製シート21とこの上に波形状に蛇行配置されたコード状圧電センサ22とから構成されている。

30は凹凸プラスチック板で、プラスチック板32の表面に窪み321を多数

設けることで、凹凸が形成してある。この作用効果については後述する。

40は大きなシート41を2枚折りにして3辺をファスナー42で開閉可能にできているカバー袋である。ファスナー42を開いて、ベッドパッド10、コード状圧電センサ敷設シート20、凹凸プラスチック板30の順で上から積み重ねた状態でこのカバー袋40の中に収納し、ファスナー42を閉めればベッドのクッション部が出来上がる。

50はベッドフレームで、額縁状枠51の中に支持板52と53を取り付け、支持板52はモータ54の作動で、図のように傾斜するようになっている。この支持板52と53の上に、上記カバー袋40を載置することによって、ベッドが完成する。

【0019】

ベッドパッド10を構成する「低反発性ウレタン」と「通常のウレタン」について、ここで説明をする。

「低反発性ウレタン」は、ウレタンフォームの組成、すなわち、ポリイソシアネートの種類やポリオールの官能基数および水酸基価などを選択して、そのウレタンフォームが使用される温度（通常は室温）においてガラス転移が起こるよう処方され、このガラス転移現象によって低反発性が付与されるようにして成るものである。

これに対して、「通常のウレタン」は、ウレタンフォームが使用される温度（室温）においてガラス転移が起こらないように処方され、したがって反発性の強いものとなっている。

【0020】

両者の物性値は、つぎのようになっている。

通常のウレタンフォームは硬さに応じて三種類に分かれる。ソフトタイプとミディアムタイプとハードタイプである。

1) ソフトタイプのウレタンフォームは、密度 $20 \pm 2 \text{ kg/m}^3$ 、硬度6±1.5、引裂強度 0.2 kg/cm 以上、引張強度 0.6 kg/cm^2 以上、伸長率150%以上、反発弾性35%以上、残留歪6%以下である。

2) ミディアムタイプのウレタンフォームは、密度 $20 \pm 2 \text{ kg/m}^3$ 、硬度

11±1.5、引裂強度0.2kg/cm以上、引張強度0.7kg/cm²以上、伸長率120%以上、反発弾性35%以上、残留歪6%以下である。

3) ハードタイプのウレタンフォームは、密度21±2kg/m³、硬度15±2.0、引裂強度0.2kg/cm以上、引張強度0.7kg/cm²以上、伸長率120%以上、反発弾性35%以上、残留歪6%以下である。

【0021】

また、低反発性のウレタンフォームは、密度65±10kg/m³、硬度5.5±2.0、引裂強度0.2kg/cm以上、引張強度0.5kg/cm²以上、伸長率150%以上、反発弾性5%以下、残留歪3%以下である。

なお、上記の密度および硬度はJIS-K6401により、引裂強度、引張強度および伸長率はJIS-K6301により、反発弾性および残留歪はJIS-K6401により測定したものである。

【0022】

また、ベッドパッドは低反発性ウレタン層のみの構成としても良いが、図1のようにベッドパッド10を低反発性ウレタン層11と通常のウレタン層12との2層構成としたのは、低反発性ウレタン層だけで所定の厚みを構成すると高価となりかつ沈みすぎて良くないからである。

そしてこの場合、所定の厚みの1/2弱を低反発性ウレタン層で構成し、この低反発性ウレタン層の下に通常のクッション材であるウレタン層を残りの厚みにして貼り付けたものを用いるのが良いことが判明した。

【0023】

図3は、コード状圧電センサ敷設シート20の検出感度を上げるため、(a)は凹凸板に、(b)は平板にコード状圧電センサ敷設シート20がそれぞれ敷設された概念斜視図を示している。

図(b)のような平板33の上にコード状圧電センサ31が設けられた場合、コード状圧電センサ31のうち図のハッチング部分Hが上から押圧されると、吹き出し図で拡大して示すように、押圧されたコード状圧電センサ部分が押圧される前の状態(点線)から下方向に加圧されるのでその変化のみが信号となって現れる。

【0024】

これに対して、図（a）のような窪み321の設けられた凹凸板32の上にコード状圧電センサ31が設けられた場合、コード状圧電センサ31のうち図のハッチング部分Hが上から押圧されると、吹き出し図で拡大して示すように、押圧されたコード状圧電センサ部分が押圧される前との上下方向変化が信号となって現れる他に、窪み321の上にある押圧されたコード状圧電センサ部分では、窪み321の縁で大きく曲げ変形が生じるので曲げ変形による信号も発生する。そして、上下方向変化によって生じる信号よりもむしろ曲げ変形によって生じる信号の方がはるかに大きな信号が得られることとなる。

したがって、コード状圧電センサの下には凹凸板を設けておくのが好ましい。

【0025】

なお、ベッドパッドとして、低反発性ウレタン層の上下に通常のウレタン製クッション層が敷設されたサンドイッチ形のベッドパッドの下面に圧電センサを敷設する構成としてもよい。

【0026】

本実施例のコード状感圧センサの出力信号に基づき、公知の信号処理を行ってベッドパッド上の人的心拍や呼吸を検出することができる。図6は、心拍や呼吸を検出するための検出ユニット100のブロック図（a）と、心拍、呼吸および寝返り等の体動によるコード状感圧センサの検知信号からそれぞれのパルス化原理を説明する図（b）である。

図6（a）において、100は心拍や呼吸、寝返り等の検出ユニット、101はコード状感圧センサ（コード状圧電センサ）、102はフィルタ回路、103は增幅回路、104は計数回路、105は表示部である。

図6（a）に示したように、コード状感圧センサ（コード状圧電センサ）101が寝具上の人体の心拍、呼吸および寝返り等の体動により変形を受けると、コード状感圧センサ101から圧電効果による電圧が図（b）の（A）のような波形で発生する。すなわち、入床・寝返り・離床の場合は検出電圧の振幅が大きく、呼吸と心拍はそれよりかなり小さいが周期的でありしかも両者の周波数が異なる。このことに着目して、発生した電圧出力のうち心拍活動、呼吸活動および寝

返り等の体動の少なくとも1つに対応した所定の周波数成分のみをフィルタ回路102が通過し、增幅回路103が増幅する。さらに、增幅回路の出力信号があらかじめ定められた閾値以上になる回数を計数回路104が計数することによって心拍数は図の(1)のように、呼吸数は図の(2)のように、そして寝返り等の体動は図の(3)のようにしてそれぞれパルス化され、その回数が計算され、計数値が表示部105に表示される。

【0027】

ここで、心拍数を計数する場合はフィルタ回路102の帯域設定を約0.7～約2Hz、呼吸数を計数する場合は約0.1～約0.5Hz、寝返り等の体動を計数する場合は約1～約10Hzとする。心拍数を計数する場合に体動が生じると心拍より体動の方が出力信号レベルが大きいので、出力信号が乱れて誤動作につながる可能性があるが、心拍数を計数する場合に上限値と下限値を設けて、その範囲内に出力信号がある場合に心拍数に対応する所定の閾値を超えた回数の計数を行えばよい。呼吸数および体動回数を計数する場合も同様な手順で行なう。

【0028】

尚、上記ではあらかじめ定められた閾値以上になる回数を計数することにより心拍数や呼吸数を計数したが、公知の他の方法、たとえば、コード状感圧センサ101の出力信号をマイコンでAD変換してデジタルデータとし、前記デジタルデータの時系列データから自己相関係数を演算して心拍数や呼吸数を演算する方法を用いてもよい。

また、コード状感圧センサとして、コード状の圧電センサを用いたが、同軸状の静電容量センサやケーブル状の感圧抵抗型センサ等、振動検知可能な他のセンサを用いてもよい。また、ベッドパッドの下面に敷設して人体の心拍や呼吸による振動検知が可能であれば、ケーブル状のみならず、帯状やシート状の感圧センサを用いてもよい。

【0029】

【発明の効果】

以上のようにベッドパッドを、低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された圧電センサとから構成したり、又は、低反発性ウレタン層と

、その下面に敷設された通常のウレタン製クッション層と、該クッション層の下面に敷設された圧電センサとから構成したので、心拍振動を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドパッドが得られた。

また、さらに、表面に凹凸の形成された剛性板を追加すると、心拍振動をさらに確実に検出ができるようになった。

このようなベッドパッドを用いてベッドを作ったら、寝心地も良い介護用ベッドが得られた。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係るベッドの分解斜視図である。

【図2】

圧電センサをベッドに用いた各種の実験例である。

【図3】

コード状圧電センサが、(a)は凹凸板に、(b)は平板にそれぞれ敷設された概念斜視図を示している。

【図4】

コード状圧電センサの構成図である。

【図5】

コード状圧電センサに加わる荷重とセンサ出力特性を示す線図である。

【図6】

心拍や呼吸を検出するための検出ユニット100のプロック図(a)と、心拍、呼吸および寝返り等の体動によるコード状感圧センサの検知信号からそれぞれのパルス化原理を説明する図(b)である。

【図7】

特許文献1記載の座席の構成図である。

【符号の説明】

1 0 本発明に係るベッドパッド

1 1 低反発性ウレタン層

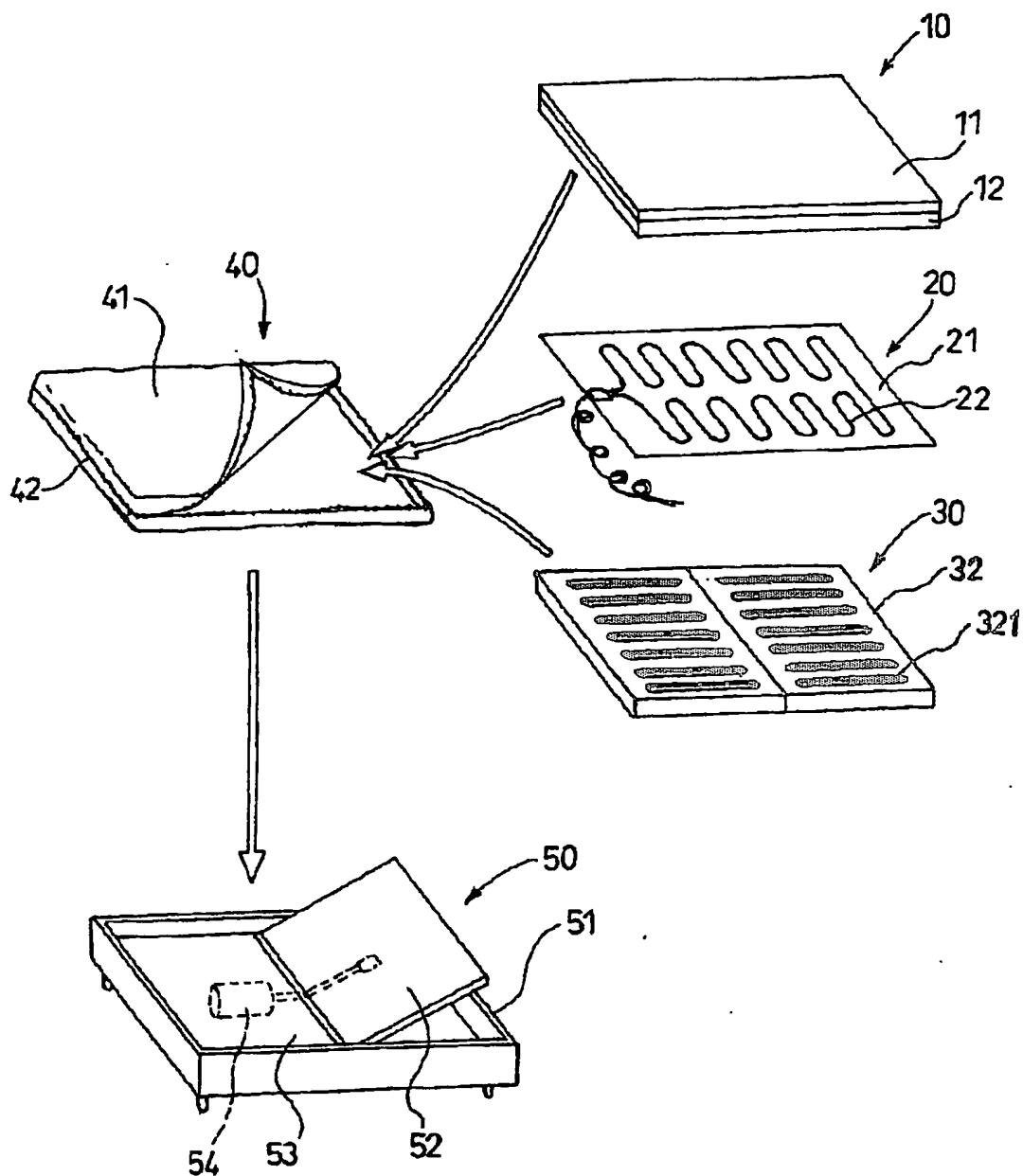
1 2 通常のウレタン層

- 20 コード状圧電センサ敷設シート
- 21 布製シート
- 22 コード状圧電センサ
- 30 凹凸プラスチック板
- 31 コード状圧電センサ
- 32 プラスチック板
- 321 窓み
- 40 カバー袋
- 41 シーツ
- 42 ファスナー
- 50 ベッドフレーム
- 51 額縁状枠
- 52 支持板
- 53 可動板
- 54 モータ
- 100 心拍や呼吸等の検出ユニット
- 101 コード状感圧センサ（コード状圧電センサ）
- 102 フィルタ回路
- 103 増幅回路
- 104 計数回路
- 105 表示部

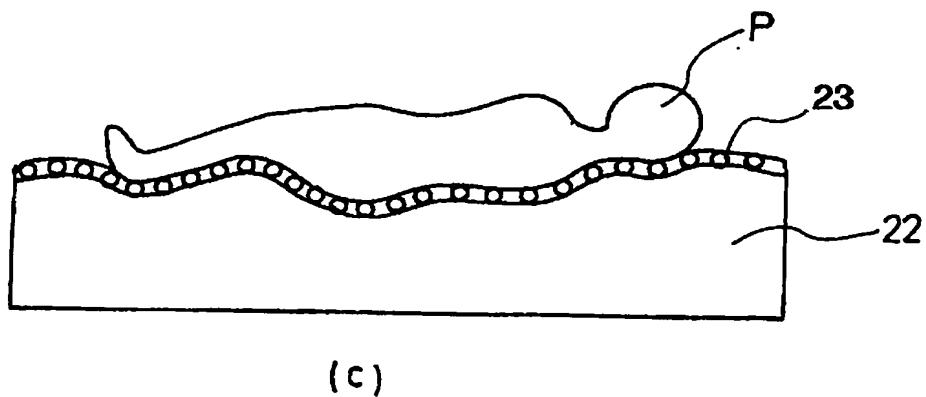
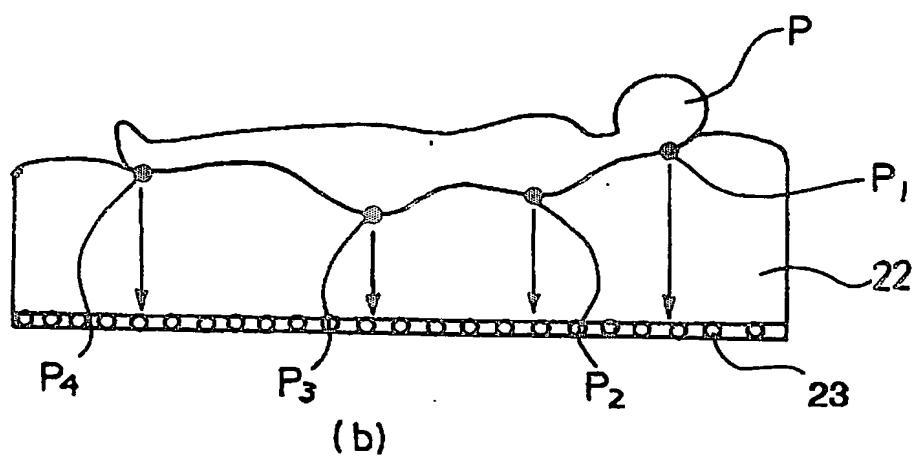
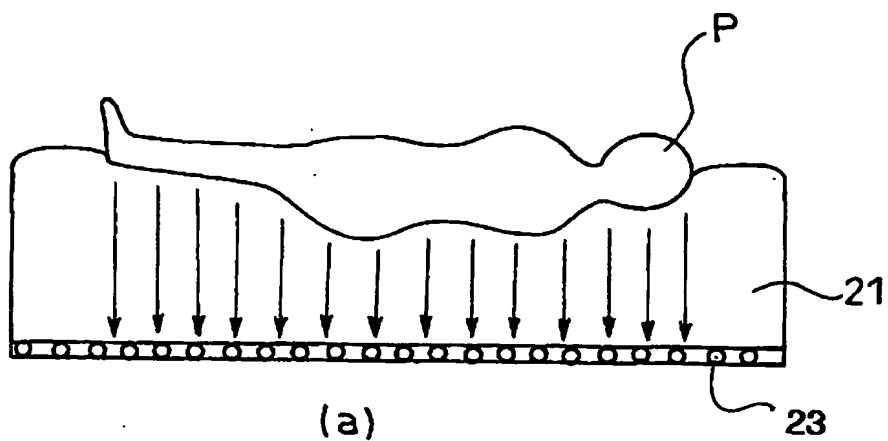
【書類名】

図面

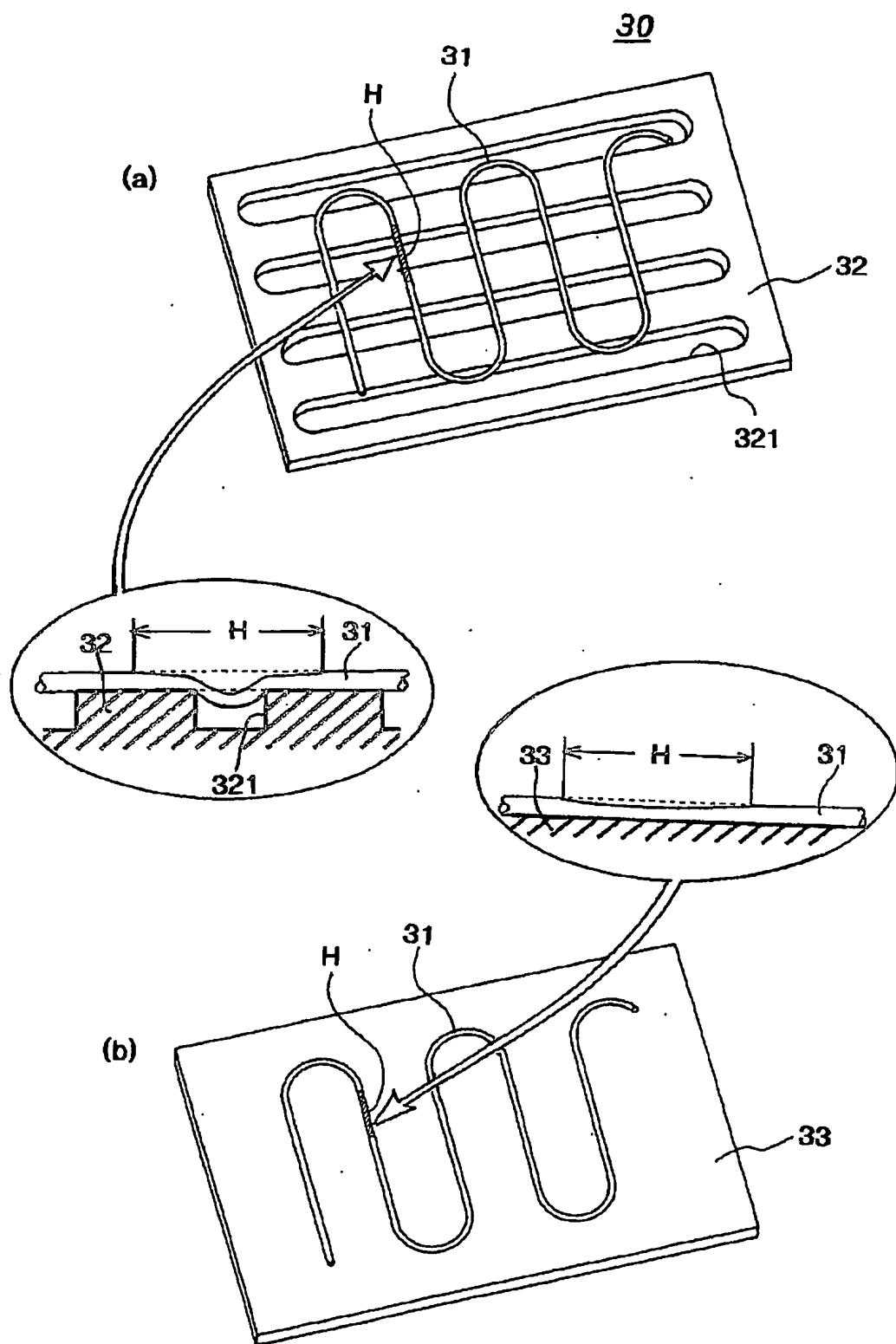
【図1】



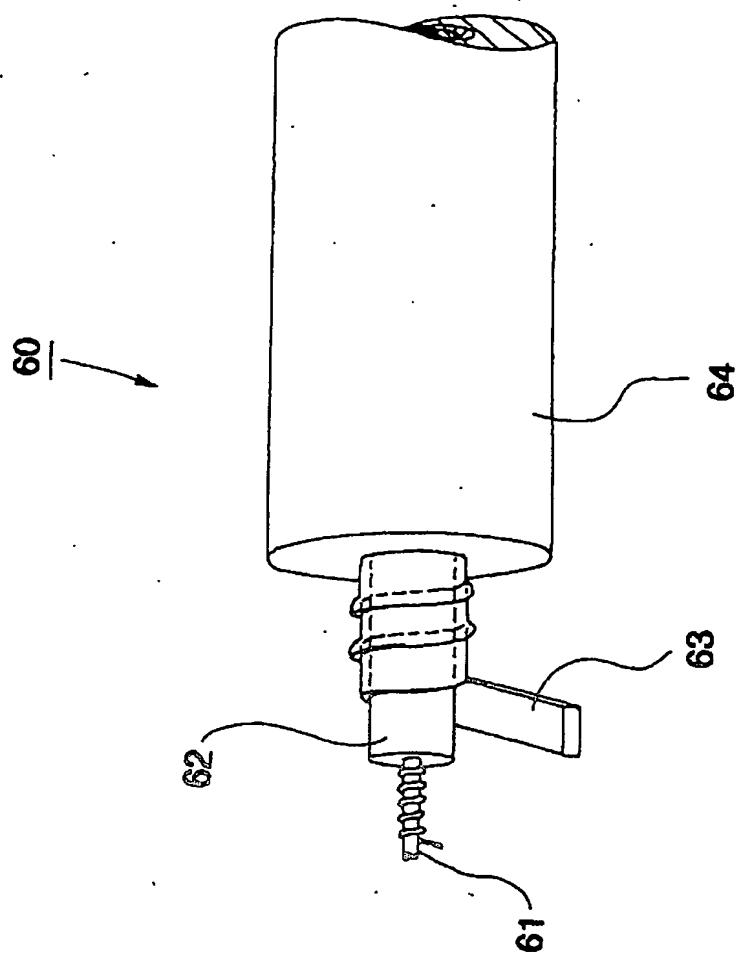
【図2】



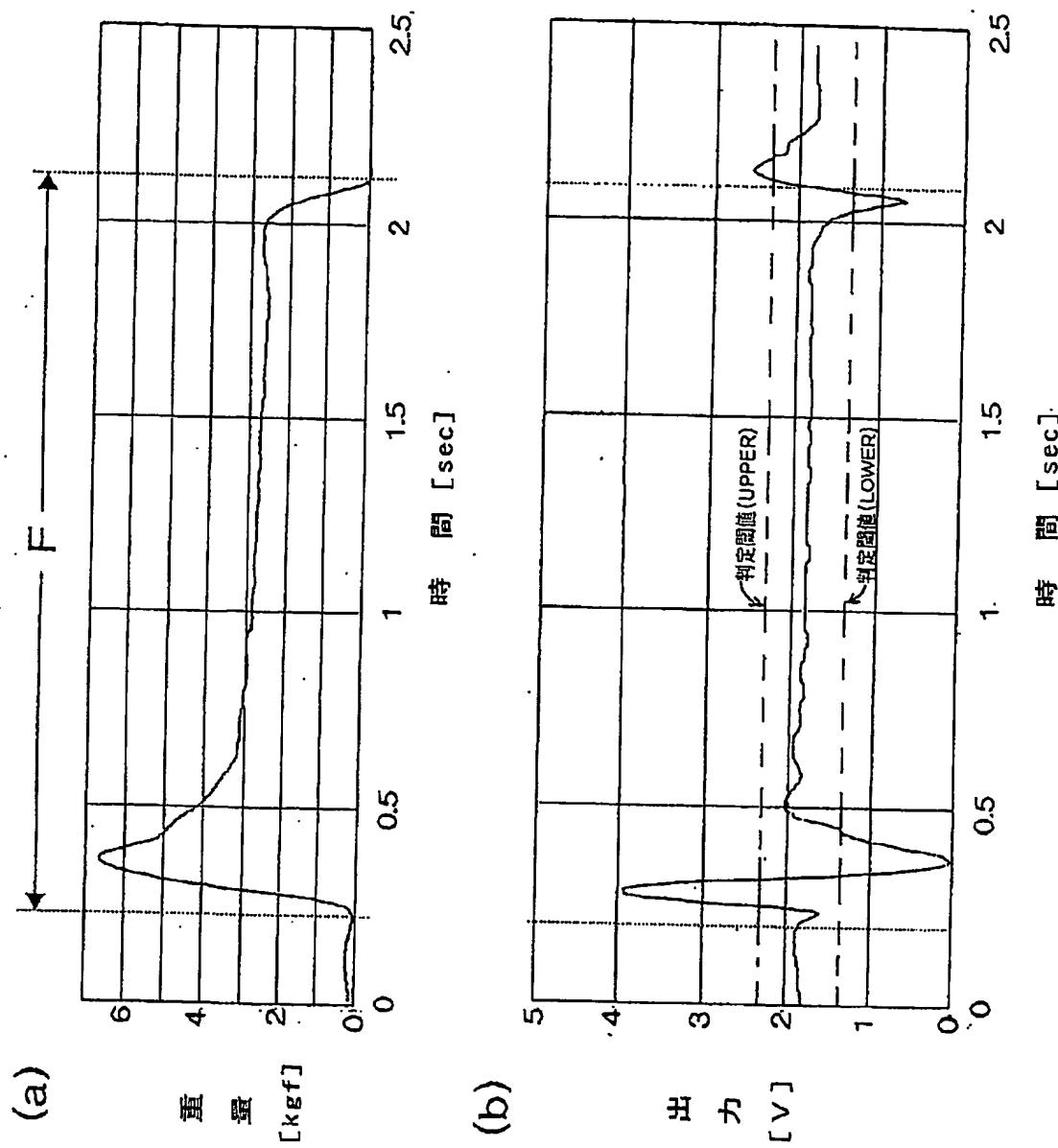
【図3】



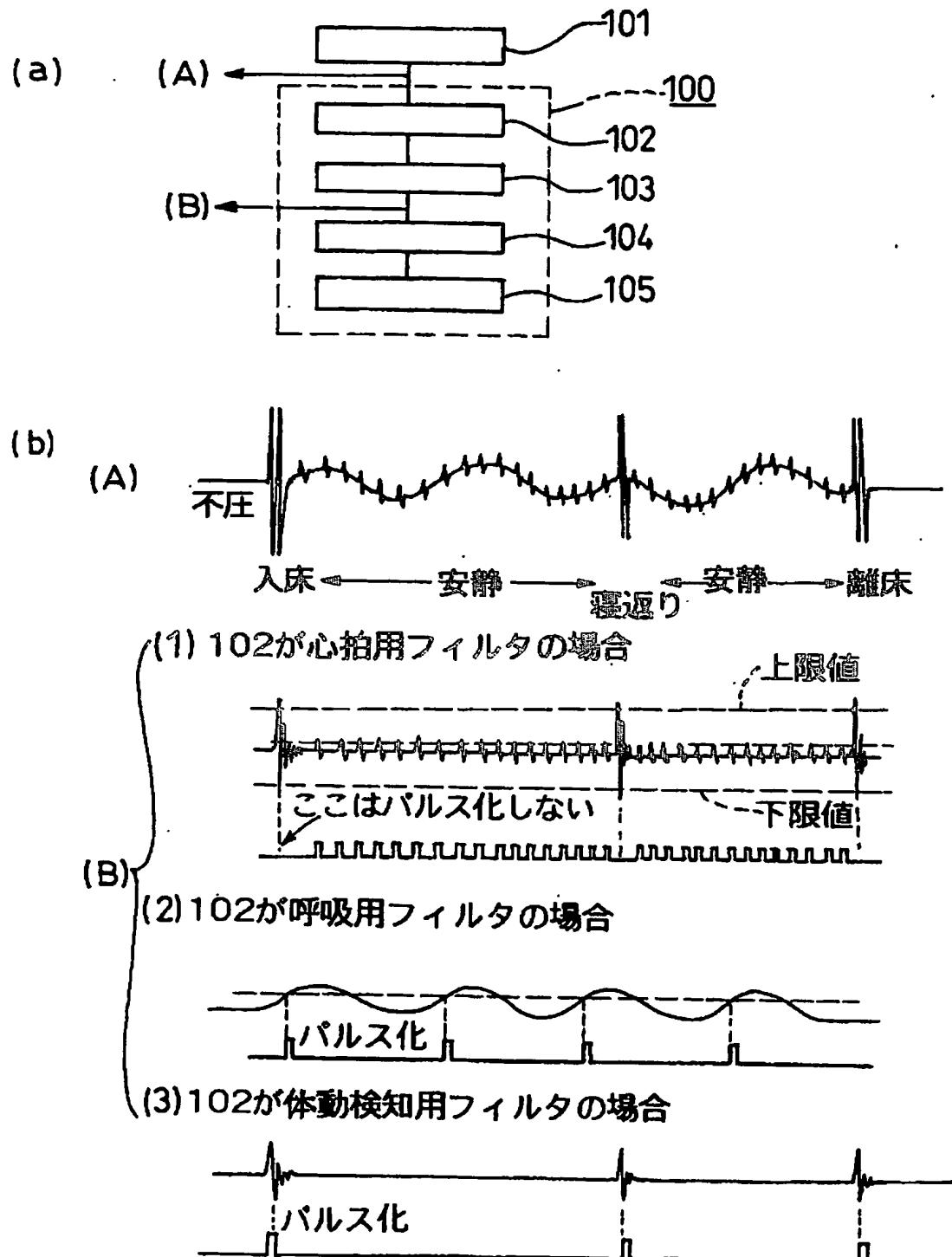
【図4】



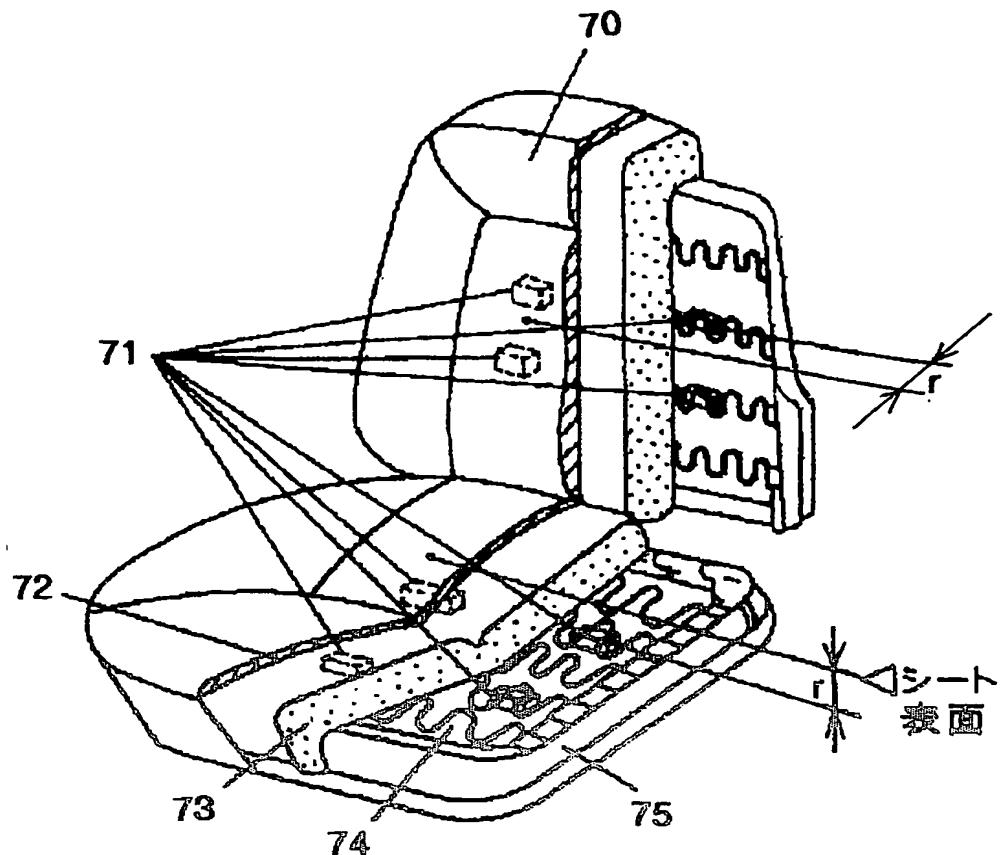
【図5】



【図6】



【図7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 心拍振動を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドを提供する。

【解決手段】 ベッドフレームの上に載置するベッドパッドを、低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された感圧センサとから構成するか、又は、低反発性ウレタン層と、その下面に敷設された通常のウレタン製クッション層と、該クッション層の下面に敷設された感圧センサとから構成する。

【選択図】 図1

特願 2003-178103

出願人履歴情報

識別番号 [000005821]

1. 変更年月日 1990年 8月28日

[変更理由] 新規登録

住所 大阪府門真市大字門真1006番地
氏名 松下電器産業株式会社